

B7

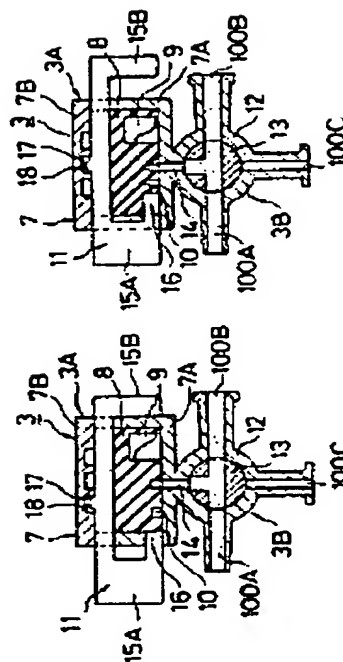
BLOOD PRESSURE WAVEFORM CORRECTOR

Patent number: JP3170126
Publication date: 1991-07-23
Inventor: HIROSE FUMIHISA
Applicant: TERUMO CORP
Classification:
- **international:** A61B5/0215
- **european:**
Application number: JP19890309055 19891130
Priority number(s):

Abstract of JP3170126

PURPOSE: To constitute the device so as not to limit a position integrated into a blood measuring line, not to require a delicate adjustment at the time of setting up, and so capable of reusing simply without being separated from the circuit at the time of the reusing by providing a resistance adjusting part which deforms an elastic body part formed in at least a part of a resistor, and can adjust a passage area of the resistor.

CONSTITUTION: A damping body 8 of a correcting device 3 consists of an elastic body. When a ratchet 18 of a plunger 11 is engaged to a left side engaging recessed part 17, a pressing part 16 does neither compress nor deform at all the damping body 8, or holds it in an original state of only pre-compressing it a little, and the damping coefficient original state of a blood pressure measuring line is formed. When an operating part 15A is pushed in, and its ratchet 18 is engaged to an intermediate engaging recessed part 17 and allowed to stay, a damping coefficient is reduced. When the ratchet 18 is engaged to a right side engaging recessed part 17 and allowed to stay, it is also possible to stop a damping function. At the time of recovering to the damping coefficient original state, an operating part 15B is pushed in and its ratchet 18 is returned to the engaging position to the left side engaging recessed part 17.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

⑫ 公開特許公報(A) 平3-170126

⑤ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成3年(1991)7月23日

A 61 B 5/0215

8932-4C
8932-4C

A 61 B 5/02

3 3 1 E
F

審査請求 未請求 請求項の数 9 (全10頁)

⑭ 発明の名称 血圧波形補正装置

⑯ 特 願 平1-309055

⑰ 出 願 平1(1989)11月30日

⑱ 発 明 者 廣 瀬 文 久 静岡県富士市大淵2656番地の1 テルモ株式会社内

⑲ 出 願 人 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

⑳ 代 理 人 弁理士 塩川 修治

明 細 書

1. 発明の名称

血圧波形補正装置

2. 特許請求の範囲

(1) 少なくとも1つの開孔を有した空気室と、一端が前記開孔を介して前記空気室に連通するとともに、他端が血圧測定ラインに連通し、且つ断面積が血圧測定ラインの圧力伝達チューブの断面積に比して十分に小さな通路からなる抵抗体とからなり、前記血圧測定ライン内の液体が前記抵抗体を介して前記空気室内に流入することにより前記血圧測定ライン中を伝達してくる異常な圧力波にダンピングを与えるよう構成した血圧波形補正装置において、前記抵抗体の少なくとも一部を弾性体にて形成し、該抵抗体の弾性体部分を変形させて該抵抗体の通路面積を調整し得る抵抗調整部を備えることを特徴とする血圧波形補正装置。

(2) 前記抵抗体は、通路面積が $2 \times 10^{-3} \sim 160 \times 10^{-3} \text{ cm}^2$ 、通路長さが $0.5 \sim 40 \text{ mm}$ である請求項1記載の血圧波形補正装置。

(3) 前記空気室の容積が $1 \sim 150 \mu\text{L}$ である請求項1又は2記載の血圧波形補正装置。

(4) 前記抵抗調整部により抵抗体の通路面積を調整することにて変化せしめられる血圧測定ラインのダンピング係数の変化の幅が、血圧波形補正の全く行なわれない状態からダンピング係数1.0までである請求項1～3のいずれかに記載の血圧波形補正装置。

(5) 少なくとも1つの開孔を有した空気室と、一端が前記開孔を介して前記空気室に連通するとともに、他端が血圧測定ラインに連通し、且つ断面積が血圧測定ラインの圧力伝達チューブの断面積に比して十分に小さな通路からなる抵抗体とからなり、前記血圧測定ライン内の液体が前記抵抗体を介して前記空気室内に流入することにより前記血圧測定ライン中を伝達してくる異常な圧力波にダンピングを与えるよう構成した血圧波形補正装置において、前記抵抗体の導通状態を開と略閉のいずれかに2位置制御する抵抗開閉子を備えることを特徴とする血圧波形補正装置。

(6) 前記抵抗体の少なくとも一部を弾性体にて形成し、該抵抗体の弾性体部分を変形させて該抵抗体の通路面積を調整し得る抵抗調整部を更に備える請求項5記載の血压波形補正装置。

(7) 前記抵抗体は、通路面積が $2 \times 10^{-3} \sim 160 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ 、路長さが $0.5 \sim 40 \text{mm}$ である請求項5又は6記載の血压波形補正装置。

(8) 前記空気室の容積が $1 \sim 150 \mu\text{L}$ である請求項5～7のいずれかに記載の血压波形補正装置。

(9) 前記抵抗調整部により抵抗体の通路面積を調整することにて変化せしめられる血压測定ラインのダンピング係数の変化の幅が、血压波形補正の全く行なわれない状態からダンピング係数1.0までである請求項6～8のいずれかに記載の血压波形補正装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、観血的血压モニタリングシステムに用いられる、正確な血压波形を得るための血压波

形補正装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、観血的血压モニタリングシステムが医療現場で広汎に利用されるに至っている。然しこのシステムでは患者の血压測定部位と圧カトランスデューサーの間の血压測定ラインに圧力伝達媒体としての輸液剤を充填した可撓性血压チューブ等が介在する。この時、血压チューブ等の物理特性により決定されるシステム固有のダンピング係数と共振周波数が適切な値でないと、圧カトランスデューサーで測定される血压波形が原波形に比して大きく歪められたものとなる場合がある。通常のシステムの場合にはダンピング係数が0.15～0.3のアンダーダンピング状態となっており、正確な血压波形の測定に問題があった。

そこで近年、以下の如くのダンピング装置が考案されている。

③共振波振動による流体移動を阻止するため、血压測定ライン中に可変の抵抗を直列に挿入する(USP4431009)。

④血压測定ラインに適度なコンプライアンスを持ったメンブランを組み込み、これによって共振波振動による流体移動を阻止する(USP4779625)。

⑤血压測定ラインに可変の抵抗と空気室を組み込み、空気室内のエアのコンプライアンスを利用して共振波振動による流体移動を阻止する(USP4335729)。

⑥血压測定ラインに固定の抵抗体と空気室を組み込み、空気室のエアのコンプライアンスを利用して共振波振動による流体移動を阻止する(特開平1-204646)。

〔発明が解決しようとする課題〕

然しながら、前述の③は血压測定ラインに可変の抵抗を組み込む位置が限定され、この位置を誤ると可変の抵抗のためフラッシュができない。又、セットアップ時にダンピングの程度の微妙な調整が必要である、更に測定中に装置を使用しない場合には装置を回路より分離しなければならないという問題がある。

④は、⑤と同様に、測定中に装置を使用しない

場合には装置を回路より分離しなければならないという問題点がある。

⑤はセットアップ時に空気室に至る可変の抵抗の微妙な調整が必要である、又測定中に装置を使用しない場合には可変の抵抗を閉塞状態にすることで不使用状態とすることが可能だが、再使用時には再度可変の抵抗の微妙な調整が必要であるという問題点がある。

⑥は抵抗体の調整なしで使用できるが、測定中に装置を使用しない場合には装置を回路より分離しなければならないという問題点がある。

本発明は、血液測定ラインに組み込む位置が限定されず、セットアップ時に微妙な調整を必要とせず、再使用時には回路より分離することなしに簡単に再使用状態にすることが可能な血液波形補正装置を提供することを目的とする。

〔課題を解決するための手段〕

請求項1に記載の本発明は、少なくとも1つの開孔を有した空気室と、一端が前記開孔を介して前記空気室に連通するとともに、他端が血压測定

ラインに連通し、且つ断面積が血圧測定ラインの圧力伝達チューブの断面積に比して十分に小さな通路からなる低抗体とからなり、前記血圧測定ライン内の液体が前記低抗体を介して前記空気室内に流入することにより前記血圧測定ライン中を伝達してくる異常な圧力波にダンピングを与えるよう構成した血圧波形補正装置において、前記低抗体の少なくとも一部を弾性体にて形成し、該低抗体の弾性体部分を変形させて該低抗体の通路面積を調整し得る低抗体調整部を備えるようにしたものである。

請求項2に記載の本発明は、請求項1に記載の本発明において更に、前記低抗体は、通路面積が $2 \times 10^{-2} \sim 160 \times 10^{-2} \text{mm}^2$ 、通路長さが $0.5 \sim 40 \text{mm}$ であるようにしたものである。

請求項3に記載の本発明は、請求項1又は2に記載の本発明において更に、前記空気室の容積が $1 \sim 150 \mu\text{L}$ であるようにしたものである。

請求項4に記載の本発明は、請求項1～3のいずれかに記載の本発明において更に、前記低抗体調

節を弾性体にて形成し、該低抗体の弾性体部分を変形させて該低抗体の通路面積を調整し得る低抗体調整部を更に備えるようにしたものである。

請求項7に記載の本発明は、請求項5又は6に記載の本発明において更に、前記低抗体は、通路面積が $2 \times 10^{-2} \sim 160 \times 10^{-2} \text{mm}^2$ 、通路長さが $0.5 \sim 40 \text{mm}$ であるようにしたものである。

請求項8に記載の本発明は、請求項5～7のいずれかに記載の本発明において更に、前記空気室の容積が $1 \sim 150 \mu\text{L}$ であるようにしたものである。

請求項9に記載の本発明は、請求項6～8のいずれかに記載の本発明において更に、前記低抗体調整部により低抗体の通路面積を調整することにて変化せしめられる血圧測定ラインのダンピング係数の変化の幅が、血圧波形補正の全く行なわれない状態からダンピング係数1.0.までであるようにしたものである。

尚、本発明において、「通路面積」とは通路連通方向に対して直交する断面積のことをいう。

整部により低抗体の通路面積を調整することにて変化せしめられる血圧測定ラインのダンピング係数の変化の幅が、血圧波形補正の全く行なわれない状態からダンピング係数1.0.までであるようにしたものである。

請求項5に記載の本発明によれば、少なくとも1つの開孔を有した空気室と、一端が前記開孔を介して前記空気室に連通するとともに、他端が血圧測定ラインに連通し、且つ断面積が血圧測定ラインの圧力伝達チューブの断面積に比して、十分に小さな通路からなる低抗体とからなり、前記血圧測定ライン内の液体が前記低抗体を介して前記空気室内に流入することにより前記血圧測定ライン中を伝達してくる異常な圧力波にダンピングを与えるよう構成した血圧波形補正装置において、前記低抗体の導通状態を開と略閉のいずれかに2位置制御する低抗体開閉子を備えるようにしたものである。

請求項6に記載の本発明は、請求項5に記載の本発明において更に、前記低抗体の少なくとも一

〔作用〕

請求項1～9に記載の本発明によれば、空気室は低抗体を介して血圧測定ラインに連通しているから、血圧により印加された血圧測定ライン中の液体の一部が低抗体を通り空気室に流入する。この際、流体を媒体として血圧測定ライン中を進行してくる圧力波も低抗体を通り空気室に到達し、空気室内の空気のコンプライアンスによりダンピングを受けるから、血圧測定ライン全体のダンピング係数を適切なものとする。

この時、請求項1に記載の本発明によれば、下記①の作用がある。

①血圧測定ラインに組み込む位置が限定されない。

低抗体調整部は低抗体の弾性体部分を変形させて低抗体の通路面積を調整し、これによってダンピング係数を迅速容易に適宜値とすることができ、セットアップ時に微妙な調整を必要としない。

ダンピングをかけたくない場合には、低抗体調整部により低抗体の通路面積を充分小さくすること

により非作動状態とすることができる。従って、不使用時には回路より分離することなしに容易に不使用状態とすることができる。

請求項2に記載の本発明によれば、下記②の作用がある。

② 通路である抵抗体の断面積は $2 \times 10^{-3} \sim 160 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ の範囲にあれば良く、好ましくは $5 \times 10^{-3} \sim 100 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ の範囲、より好ましくは $15 \times 10^{-3} \sim 70 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ の範囲にあるのが良い。この断面積が $2 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ よりも小さいか若しくは $160 \times 10^{-3} \text{mm}^2$ よりも大きいと、好適なダンピング係数D、共振周波数fにならず、よって正確な血液波形が得られない。

そして、この通路である抵抗体の長さが $0.5 \sim 40 \text{mm}$ の範囲にあれば良く、好ましくは $1 \sim 30 \text{mm}$ の範囲、より好ましくは $3 \sim 20 \text{mm}$ の範囲にあるのが良い。この長さが 0.5mm よりも短い若しくは 40mm よりも長いと好適なダンピング係数D、共振周波数fにならず、よって正確な血圧測定が得られない。又、この長さが 0.5mm よりも短いと血圧測定

抵抗開閉子は抵抗体の導通状態を開又は閉のいずれかに2位置制御するものである。従って、開状態にある抵抗体の通路面積に応じて定まるダンピング係数を迅速容易に適宜値に設定することができ、セットアップ時に微妙な調整を必要としない。

ダンピングをかけたくない場合には、抵抗開閉子により抵抗体の導通状態を閉とすることにより非作動状態とすることができる。従って、不使用時には回路より分離することなしに容易に不使用状態にすることができる。

請求項6に記載の本発明によれば、下記⑥の作用がある。

⑥ 抵抗調整部を用いて抵抗体の弾性体部分を変形させて抵抗体の通路面積を調整することにより、抵抗開閉子によって開状態に設定される抵抗体の通路面積を予め、容易に適宜値に設定できる。

請求項7に記載の本発明によれば、下記⑦の作用がある。

ラインに空気が混入する恐れがある。

請求項3に記載の本発明によれば、下記③の作用がある。

③ 空気室は容積が $1 \sim 150 \mu\text{L}$ の範囲になるように形成され、好ましくは $5 \sim 80 \mu\text{L}$ 、より好ましくは $10 \sim 60 \mu\text{L}$ の範囲にあるのが良い。この容積が $1 \mu\text{L}$ よりも小さいか若しくは $150 \mu\text{L}$ よりも大きいと好適なダンピング係数D、共振周波数fにならず、よって正確な血圧波形が得られない。

請求項4に記載の本発明によれば、下記④の作用がある。

④ ダンピング係数は、 $0.5 \sim 0.7$ が一般的に好ましい範囲といわれており、 1.0 を超えるとオーバーダンピング状態となり正確な血圧波形が得られない。

請求項5に記載の本発明によれば、下記⑤の作用がある。

⑤ 血圧測定ラインに組み込む位置が限定されない。

⑦ 前記②と同じである。

請求項8に記載の本発明によれば、下記⑧の作用がある。

⑧ 前記③と同じである。

請求項9に記載の本発明によれば、下記⑨の作用がある。

⑨ 前記④と同じである。

【実施例】

第1図は第1実施例を示す断面図、第2図は第1図の外観斜視図、第3図はダンピング本体を示す斜視図、第4図(A)、(B)は第1実施例の使用状態を示す断面図、第5図は第2実施例を示す断面図、第6図(A)、(B)は第3実施例を示す断面図、第7図は第4実施例を示す断面図、第8図は観血的血圧モニタリングシステムを示す模式図、第9図はダンピング係数の説明図である。

(第1実施例)

観血的血圧モニタリングシステムAは、第8図に示す如く、患者Mの血管内に留置したカテーテ

ル1の他端に、可視性のある圧力伝達チューブ2、本発明の三方活栓付の血圧波形補正装置（以下単に補正装置という）3及び圧力ドーム4に順次接続されて血圧測定ラインBを構成し、この血圧測定ラインBは圧力トランスデューサー5に接続され、更にCRTディスプレイ装置6及び記録装置等に接続されてなる。この血圧測定ラインB内には圧力伝達媒体として、例えば生理食塩水Cが入っており、この生理食塩水（液体）Cが圧力ドーム4内のダイヤフラムに患者Mの血圧を伝達し、このダイヤフラムが受けた圧力は圧力トランスデューサー5に伝達され、電気信号に変換され、CRTディスプレイ装置6及び記録装置等により患者Mの血圧を常時直接的にモニターし、更に記録する。

上記システムAの血圧測定ラインBに組み込まれた補正装置3は、第1図、第2図に示す如く、補正部3Aと三方活栓部3Bとから構成される。補正部3Aは、ハウジング7と、該ハウジング7に液密に収納されるとともに空気室9と抵抗体10

積が $2 \times 10^{-3} \sim 160 \times 10^{-3} \text{ cm}^3$ 、通路長さが0.5～40mmに設定される。本実施例では、通路幅0.2～0.3mm、通路深さ0.38mm、通路長さ約17mmである。

即ち、上記補正装置3にあっては、血圧測定ラインBの輸液剤が三方活栓部3Bの弁本体12、連絡通路14、抵抗体10を通り、空気室9に流入する。輸液剤を媒体として進行してくる圧力波も同様に空気室9に到達し、ダンピングされることになるのである。

この時、ダンピング本体8は弾性体からなる。本実施例ではシリコンゴム製である。

そして、ブランジャ11は、左右の操作部15A、15Bと、ダンピング本体8を押圧する押圧部16と、ハウジング7に設けた複数段（この実施例では左、中間、右の3段）の係合凹部17に係合するラチェット18を備える。

これにより、補正装置3にあっては、血圧測定ラインBのダンピング係数を下記①～③の3段階制御する。

とが設けられるダンピング本体8と、ハウジング7に組み込まれるブランジャ11とからなる。三方活栓部3Bは、ハウジング7と一体に形成された弁本体12と、該弁本体12に収納される弁部材13とからなる。

ハウジング7はポリカーボネイト製であり、箱状部材7Aと、蓋部材7Bにて構成される。箱状部材7Aは、弁本体12と抵抗体10との連絡通路14を有する。

ダンピング本体8の空気室9は、第3図に示す如く、抵抗体10の一端に連通する少なくとも1つの開孔9Aを有し、略L字状をなしている。この空気室9の容積は、前述の如く、1～150 μL に設定され、本実施例では58 μL である。

ダンピング本体8の抵抗体10は、第3図に示す如く、直線、曲線、又は直線と曲線の組み合わせからなる溝状通路であり、一端が空気室9の開孔9Aと連なり、他端がハウジング7の連絡通路14を介して血圧測定ラインBに連通している。この抵抗体10は、前述の如く、通路断面

①ブランジャ11のラチェット18が左側係合凹部17に係合する時、押圧部16はダンピング本体8を何ら圧縮変形せず、乃至は僅かに予圧縮するのみの原状態に保ち、血圧測定ラインBのダンピング係数を比較的大とするダンピング係数原状態を形成する（第4図（A）参照）。

②ブランジャ11の図において左側操作部15Aを押し込み、そのラチェット18を中間係合凹部17に係合して停留せしめる時、押圧部16がダンピング本体8の抵抗体10近傍を圧縮変形し、抵抗体10の通路面積を狭めることにて抵抗体10の流路抵抗を増大させ、結果として血圧測定ラインBのダンピング係数を低減する（第4図（B）参照）。

③ブランジャ11のラチェット18を右側係合凹部17に係合して停留せしめる時、押圧部16が抵抗体10の通路面積を充分に小若しくは閉とし、ダンピング機能を停止することもできる。

尚、補正装置3は、上述のダンピング係数低減状態、又はダンピング機能停止状態から、ダンピ

ング係数原状態に回復するには、ブランジャ 11 の図において右側操作部 15B を押し込みそのラチェット 18 を左側係合凹部 17 との係合位置に復帰せしめ、ダンピング本体 8 の変形を弾性的に回復せしめることにより、低抗体 10 の通路面積を原状態に復元し、結果としてダンピング係数原状態を回復できる。

尚、補正装置 3 は下記 (1)、(2) の如くにより組み立てられる。

(1) ハウジング 7 の箱状部材 7A の連絡流路 14 を有する底面に、ダンピング本体 8 の空気室 9、低抗体 10 を形成してある面を密着するように挿入する。

(2) ブランジャ 11 を所定位置に装着後、蓋部材 B にてダンピング本体 8 を圧する状態下で、蓋部材 7B を箱状部材 7A に嵌合接着する。

上記補正装置 3 の変形例として、ラチェット 18 が係合する係合凹部 17 を 3 段階としたものを血圧測定ライン B に組み込み、実験した結果、表 1 を得た。この時、血圧測定ライン B は 20G 留

ラインに圧力、例えば、300mmHg をかけており、この血圧測定ライン中に設けられた三方活栓を急激に開放して CRT ディスプレイ装置に現われた波形の振幅 x_1 、 x_2 を測定してこの x_1 、 x_2 を前述の (1) 式に導入して得る。

上記補正装置 3 によれば、以下の如くの作用がある。

補正装置 3 は血圧測定ライン B に組み込む位置が限定されない。

低抗調整部を構成するブランジャ 11 は弾性体からなる低抗体 10 を変形させて低抗体 10 の通路面積を調整し、これによってダンピング係数を迅速容易に適宜値とすることができ、セットアップ時に微妙な調整を必要としない。

ダンピングをかけたくない場合には、ブランジャ 11 により低抗体 10 の通路面積を充分小さくすることにより非作動状態とすることができ、従って、不使用時には回路より分離することなしに容易に不使用状態とすることができ、

尚、三方活栓部 3B は、前述の如くのポリカー

ボネイトと 30cc チューブと 120cc チューブの結合にて構成された。

表 1 によれば、上記補正装置 3 を用いることにより、簡単な操作で、ダンピング係数を変化させることができ、又、ダンピング機能を停止できる

表 1

ブランジャ 押し込み	0mm	1.0mm	1.7mm	補正装置 無し
ダンピング 係数	0.62	0.33	0.21	0.21
共振 周波数	25	25	25	25

ことが認められる。

尚、ダンピング係数 D は、

$$D = \frac{(2\pi x_2/x_1)^2}{\pi^2 + 2\pi x_2/x_1} \quad \dots (1)$$

で定義され、 x_1 、 x_2 は第 11 図に示す振幅である。又、共振周波数 f は $f = 1/\tau$ で表わされ、 τ は第 9 図に示す 1 サイクルの時間 (sec) である。そして、このダンピング係数 D は、血圧測定

ポネイトからなる弁本体 12 内に、回転自在な高密度ポリエチレンからなる弁部材 13 を有して構成される。弁本体 12 は、圧力ドーム 4 に接続される第 1 連絡口 100A と、圧力伝達チューブ 2 に接続される第 2 連絡口 100B とを一直線状に備え、かつ第 1 と第 2 の両連絡口 100A、100B を結ぶ直線に直交する方向に設けられる第 3 連絡口 100C と、この第 3 連絡口 100C に相対する第 4 連絡口としての前記連絡流路 14 とを備える。弁部材 13 は、T 字状に導通する 3 つの導通路を備え、上記 4 つの連絡口 100A ~ 100C、及び連絡流路 14 の少なくとも 3 つを相互に連通可能とする。

然るに、補正装置 3 にあっては、ブランジャ 11 によってダンピング機能を ON/OFF できる補正部 3A を有することにより、三方活栓部 3B の弁部材 13 を何ら操作することなく、ダンピング機能停止状態を実現することができる。

即ち、補正部 3A にダンピング機能を ON/OFF できる機能を有しない場合、血圧測定ライ

ンBに連通させた状態を維持しながらダンピング機能を停止させるとすると、弁部材13のT字連通路の一方を採血ポートとして用いられる第3連絡口110Cに向けなくてはならない。採血ポートは不使用時においては、キャップが被さされているが、該ポートの使用頻度が高いのでキャップの取付け、取外しが多く、又、圧カトランスデューサ5の調整(0点調整)のための大気開放によってキャップを外した状態にしておくこともある。よって採血ポートに連通させることは無菌性の維持がしづらく、更に採血測定ラインBに連通されていることで回路内全体の無菌性が保障できにくい。

そこで、補正部3Aにダンピング機能停止する手段を設けることにより、上記の不都合を解消することが可能となる。

(第2実施例)

第5図の補正装置20が前記補正装置3と異なる点は、ブランジャ11のラチェット18が調整ねじ21と、ハウジング7の係合凹部22とに2

置が限定されない。

抵抗開閉子を構成するブランジャ11は抵抗体10の導通状態を開又は閉のいずれかに2位置制御するものである。従って、開状態にある抵抗体10の通路面積に応じて定まるダンピング係数を迅速容易に得ることができ、セットアップ時に微妙な調整を必要としない。

ダンピングをかけたくない場合には、ブランジャ11により抵抗体10の導通状態を閉とすることにより非作動状態とすることができる。従って、不使用時には回路より分離することなしに容易に不使用状態にすることができる。

抵抗調整部を構成するブランジャ11と調整ねじ21との協同作用により、抵抗体10を弾性変形させて抵抗体10の通路面積を調整することにより、ブランジャ11によって開状態に設定される抵抗体10の通路面積を予め、容易に適宜値に設定できる。

(第3実施例)

第6図の補正装置30が前記補正装置3と異なる

点に、段階的に係合できるようにしたことにある。

これにより、補正装置2は、①ラチェット18が調整ねじ21に係合するダンピング機能状態では、調整ねじ21の閉め込み量の調整によりダンピング本体8に加える予圧縮量を調整し、これによって所望のダンピング係数を血圧測定ラインBに付与でき、②ラチェット18が係合凹部22に係合する状態で、抵抗体10の通路面積を充分に小若しくは閉とし、ダンピング機能を停止できる。

即ち、補正装置20は、ブランジャ11により、抵抗体10の導通状態を上記①の開と上記②の略閉のいずれかに2位置制御できる。

そして、補正装置20は、ブランジャ11と調整ねじ21により、ダンピング本体8を弾性変形させて開時の抵抗体10の通路面積を予め調整し得る。

上記補正装置20によれば、以下の如くの作用がある。

補正装置20を血圧測定ラインBに組み込む位

る点は、ブランジャ11が連絡流路14を開閉できるゲート弁31を備え、ブランジャ11のラチェット18がハウジング7の左、右2段の係合凹部32と2段階的に係合できるようにしたことにある。

これにより、補正装置30は、①ラチェット18が左側係合凹部32に係合する時、ゲート弁31が連絡流路14を開じないダンピング機能稼働状態とし(第6図(A)参照)、②ラチェット18が右側係合凹部32に係合する時、ゲート弁31が連絡流路14を閉じるダンピング機能停止状態とする(第6図(B)参照)。

即ち、補正装置30は、ブランジャ11により、抵抗体10の導通状態を上記①の開と上記②の閉のいずれかに2位置制御できる。

上記補正装置30によれば、以下の如くの作用がある。

補正装置30は、血圧測定ラインBに組み込む位置が限定されない。

抵抗開閉子としてのブランジャ11のゲート弁

31は抵抗体10の導通状態を開又は閉のいずれかに2位置制御するものである。従って、開状態にある抵抗体10の通路面積に応じて定まるダンピング係数を迅速容易に得ることができ、セットアップ時に微妙な調整を必要としない。

ダンピングをかけたくない場合には、ゲート弁31により抵抗体10の導通状態を閉とすることにより非作動状態とすることができる。従って、不使用時には回路より分離することなしに容易に不使用状態とすることができる。

(第4実施例)

第7図の補正装置40が前記補正装置30と異なる点は、調整ねじ41により、ダンピング本体8を弾性変形させて開時の抵抗体10の通路面積を調整し得る。

上記補正装置40によれば、抵抗調整部としての調整ねじ41を用いて抵抗体10を弾性変形させて抵抗体の通路面積を調整することにより、ゲート弁31によって開状態に設定される抵抗体10の通路面積を予め、容易に適宜値に設定でき

る。

[発明の効果]

以上のように本発明によれば、血液測定ラインに組み込む位置が限定されず、セットアップ時に微妙な調整を必要とせず、再使用時には回路より分離することなしに簡単に再使用状態にすることが可能な血液波形補正装置を提供することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は第1実施例を示す断面図、第2図は第1図の外観斜視図、第3図はダンピング本体を示す斜視図、第4図(A)、(B)は第1実施例の使用状態を示す断面図、第5図は第2実施例を示す断面図、第6図(A)、(B)は第3実施例を示す断面図、第7図は第4実施例を示す断面図、第8図は観血的血圧モニタリングシステムを示す模式図、第9図はダンピング係数の説明図である。

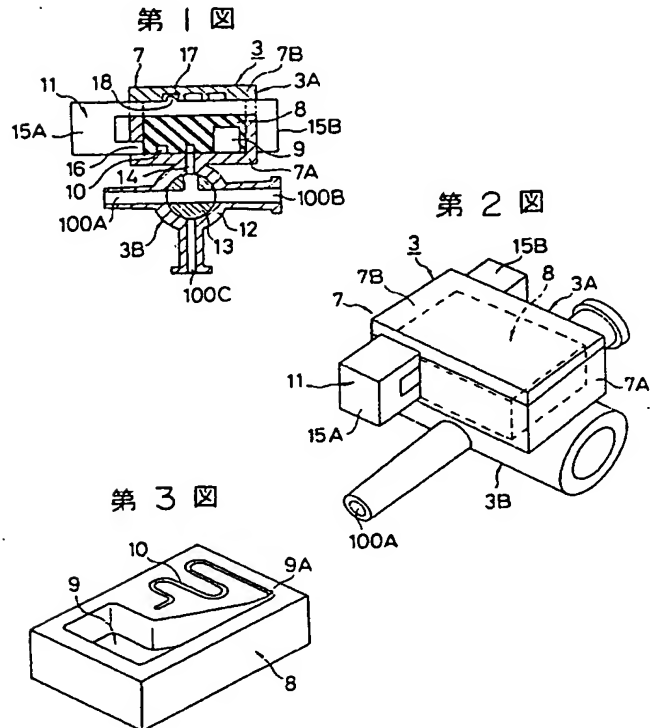
3…補正装置、

9…空気室、

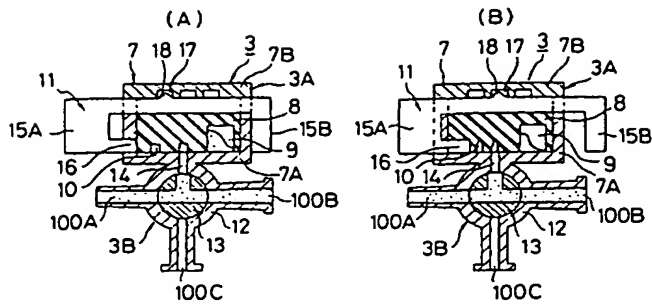
- 10…抵抗体、
- 11…ブランジャ、
- 20…補正装置、
- 21…調整ねじ、
- 30…補正装置、
- 31…ゲート弁、
- 40…補正装置、
- 41…調整ねじ。

特許出願人 テルモ株式会社
代理人 弁護士 塩川 修 治

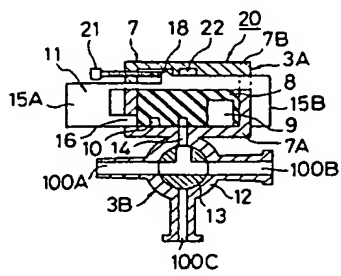
図面の浄書



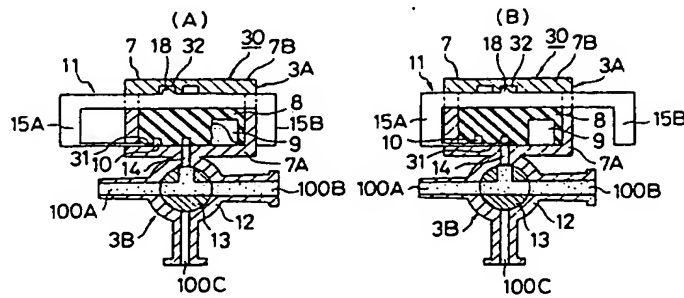
第 4 図



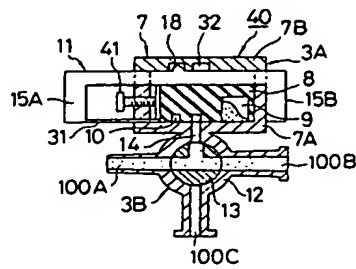
第 5 図



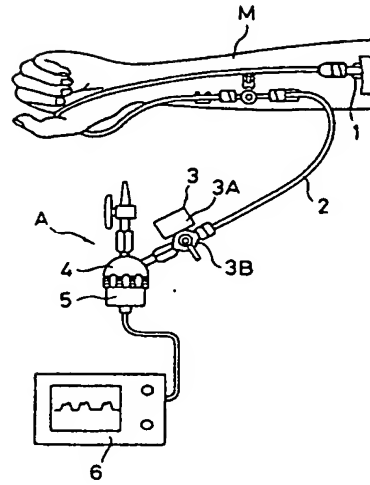
第 6 図



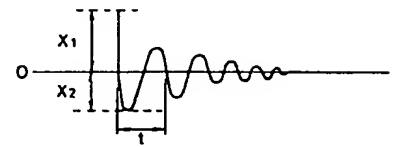
第 7 図



第 8 図



第 9 図



手続補正書 (自発)

平成元年12月27日

特許庁長官 吉田文毅殿

1. 事件の表示

平成元年特許願第309055号

2. 発明の名称

血圧波形補正装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

名称 テルモ株式会社

4. 代理人 〒105

住所 東京都港区虎ノ門一丁目23番7号

第23森ビル8階

電話 (03)591-8031

氏名 (8138) 井理士 塩川修治



5. 補正の対象

図面

6. 補正の内容

(1) 「第1図」～「第9図」を別紙の如く改める。



以上

方
番
登



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.